
지그비 기반 심전계의 데이터 전송률과 소비 전력 분석

Analysis of Data Transmission Rate and Power Consumption in Zigbee Based Electrocardiography

김남진, 홍주현, 이태수
충북대학교 의과대학

Nam-Jin Kim(njkim@ubdc.re.kr), Joo-Hyun Hong(red75@ubdc.re.kr),
Tae-Soo Lee(tslee@chungbuk.ac.kr)

요약

본 연구에서는, 심전도 송수신 장치의 개발을 위한 지그비(Zigbee) 기반 무선 센서 모듈과 PDA(Personal Digital Assistant)의 데이터 전송률과 전력 소비에 대하여 분석 하였다. 데이터 전송률은 패킷(Packet) 구조에 의존적이며, 패킷을 2개의 심전도 데이터와 1개의 3축 가속도 벡터로 구성하였을 때, 초당 300 샘플의 전송률을 나타내었다. 두 개의 AAA 전지를 직렬로 연결하여, 센서 모듈의 동작 시간은 평균적으로 28시간이었다. PDA의 전력 소비는 화면의 ON/OFF 여부와 시리얼 포트의 사용 여부 및 패턴에 의존적임을 알 수 있었다. 이러한 응용에서, PDA 동작 시간은 평균적으로 5시간 정도임을 확인하였으며, 이때, PDA는 논 블로킹 모드로 시리얼 포트로부터 전송된 데이터를 수신 한다. 결론적으로, 본 연구에서 개발된 장치를 24시간 홀터(Holter) 심전계로 응용할 경우, 센서 모듈의 전력 소비와 전송 속도에는 문제가 없었으나, PDA는 전력 소모율에 문제가 있으며 이는 해결되어야할 과제이다.

■ **중심어** : | 개인휴대정보단말 | 심전도 | 지그비 | 3축 가속도센서 |

Abstract

In this study, data transmission ratio and power consumption issues of Zigbee based sensor module and personal digital assistant(PDA) were addressed to develop ECG telemetry device. PDA processes the data transmitted through serial port using non-blocking method. The transmission rate was dependent on the packet structure. It was 300 ECG samples/sec, when each packet was composed of 2 ECG data and 3-axial acceleration vector. Using two AAA batteries in series, operating time of the wireless sensor module was above 28 hours in average. Power consumption of PDA was dependent on screen ON/OFF condition and serial port usage. In this application, operating time of PDA was 5 hours in average. In conclusion, there was no problem in the power consumption of wireless sensor module and transmission rate, when the developed device was used as 24 hour Holter device. But, PDA has the problem of power consumption, which should be solved.

■ **Keyword** : | PDA(Personal Digital Assistants) | ECG | Zigbee | Three Axial Accelerometer |

* 본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원(과제번호: A040032)과 한국과학재단에서 지원하는 생체계측신기술연구센터 연구과제(R11-2001-094-02003-0)에 의한 결과입니다.

접수번호 : #080908-001

심사완료일 : 2008년 11월 23일

접수일자 : 2008년 09월 08일

교신저자 : 이태수, e-mail : tslee@chungbuk.ac.kr

1. 서론

현대인의 이동 반경이 넓어지고 임베디드 시스템 기술의 발전과 통신 인프라의 발달로 인해, 휴대형 컴퓨팅 기술과 신체 활동 모니터링 분야에 대한 관심이 고조되고 있으며, 이 분야의 접근 방법으로서 퍼베이시브(Pervasive) 컴퓨팅 또는 유비쿼터스(Ubiquitous) 컴퓨팅 기술 등에 대한 많은 연구가 이루어지고 있다[1-3]. 이러한 기술들은 신체의 상태 모니터링, 질병 가능성의 조기 발견 시스템, 주의를 요하는 사람에 대한 모니터링 시스템 등으로 적용되었다[4][5]. 이와 같은 모니터링 시스템에서 주요한 기술적 해결 과제는 센서 기술, 센서 착용이 대상자의 일상생활에 구속을 가하지 않는 무선 데이터 전송 기술, 모니터링된 데이터의 처리 및 저장과 시스템의 경량화를 위한 임베디드 시스템 기술 등이 요구된다[6-8]. 그 밖에 휴대형 장치에 필수적으로 요구되는 것은 전력 문제, 목표 전송률의 획득 그리고 신뢰성 있는 데이터 획득에 대한 문제의 해결이다.

본 연구에서는 무선 송신 센서모듈을 사용해서 사람의 심장에서 발생하는 심전도(ECG: Electro cardiography) 신호를 수집하고, 이를 지그비 RF (Zigbee Radio Frequency) 통신 방식을 사용하여 수신모듈에 전달하며, PDA 장치를 사용하여 수신된 데이터를 처리하고 저장하고자 한다. 최근 RF(Radio Frequency) 송수신 기술은 433 MHz의 저속 방식부터 2.4 GHz의 고속 송수신 방식까지 다양한 무선 전송 기술이 개발되었다. 이들 중에서 433 MHz 대역의 RF 통신 방식은 최대 전송 속도가 76.8 Kbps로서 다량의 고속 데이터 전송에는 부적합하며[9], 2.4 GHz 대역의 블루투스(Bluetooth) 방식은 속도, 안정성 그리고 기능 등에서 문제가 없으나 전력의 소모율이 비교적 큰 문제가 있어, 지속적인 무선 송수신을 하는 응용에서는 적절치 않다[10]. 그러나 최근 지그비 통신 기술은 송신시 17.4 mA, 수신시 19.7 mA의 낮은 전력 소모율을 가지면서, 250 Kbps의 비교적 고속 통신이 가능하여 본 연구에서의 센서 데이터 송/수신 모듈로 선택하였다[11]. 그러나 지그비 통신 기술 규격에서의 낮은 전력 소모율 및 6개월 이상의 동작 시간은 스위치 점등, 가스 누출 검출 등의 매우 간헐적인 패턴을 가지는 응용에 해

당하며, 지속적인 데이터를 고속 전송하는 환경에서는 그 동작 시간이 이에 미치지 못한다.

무선 방식을 사용하는 데이터 송/수신은 전파 간섭 및 좁은 대역폭으로 인해 유선 송/수신 방식에 비교하여 송/수신 지연 시간이 크다는 것은 잘 알려진 사실이다[12]. 때문에 하나의 마이크로프로세서를 사용하는 응용에서 센서로부터의 데이터 획득 및 처리와 무선 데이터 전송을 모두 처리하는 경우, 센서 데이터의 획득 타이밍의 불균형을 초래할 수 있다. 왜냐하면, 단일 마이크로 컨트롤러 시스템에서 데이터 획득 방식이 A/D 변환, 데이터 처리, 무선전송의 순차적인 방식으로 이루어지는 경우, 무선 전송 후 처음으로 A/D 변환된 첫 번째 데이터의 샘플링 시간은 그 이외에 다른 샘플링 시간에 비교해서 그 획득 시간이 길 것이기 때문이다. 이러한 문제의 해결을 위하여 데이터 처리 마이크로컨트롤러와 전송 마이크로컨트롤러 두 개를 사용하는 경우, 장치의 크기 증가와 전력 소모를 증가 등의 휴대형 장치로서 간과할 수 없는 중요한 문제점이 발생하기 때문에 본 연구에서는 가능한 한 하나의 마이크로프로세서 사용과 순차 처리 방식을 유지하면서 데이터 획득을 균일하게 할 수 있는 방안을 연구하였다. 또한 휴대형 장치에 있어서 장치의 사용 시간을 좌우 하는 전력 소모율 또한 중요한 문제이므로, 센서 모듈 장치의 최대 사용 시간과 PDA 장치의 최대 사용 시간을 측정 하였고, 이 중 그 사용 시간에 있어서 비교적 문제가 있는 PDA 장치의 전력 소모율을 분석 하였다.

본 연구에서, 균일한 데이터의 획득을 위해 먼저 펌웨어(Firmware)의 주요 처리 단계에 소비되는 시간을 오실로스코프(Oscilloscope)와 펌웨어 디버깅 루틴을 이용하여 정확히 측정 하였다. 측정된 시간을 분석한 결과 이상에서 언급한 것처럼 데이터 전송 전/후의 샘플 획득 시간에 불균형이 있었음을 알 수 있었고, 이러한 문제점의 해결을 위해 각 전송 데이터 크기별로 샘플율과 타이밍을 분석하고, 이 중 가장 적합한 전송량에 맞추어 데이터 획득시간 불균형 해결을 위해 데이터 처리 방법을 연구하였다.

본 논문의 구성은 시스템을 구성하는 기술적인 문제, 센서 모듈 송/수신 방식, PDA에서의 데이터 처리 문제에 관하여 다음 장에서 다루고, 결과 및 고찰에서 데이터

전송률과 전력 소모율에 관하여 기술할 것이다.

II. 방법

1. 시스템 구현

본 연구에서 심전도와 3축 가속도 벡터의 획득과 전송을 위하여 지그비 통신 방식을 사용하는 송/수신 센서 모듈을 각각 구성하였고, 수신 모듈에 도착한 데이터는 시리얼 포트 출력을 통해 PDA로 데이터를 전송하였다. PDA의 시리얼 포트에 전송된 데이터는 처리 프로그램에 의해서 저장되고 심전도 신호를 화면에 그래프로 출력한다. 본 시스템의 전체 구성은 [그림 1]과 같다.

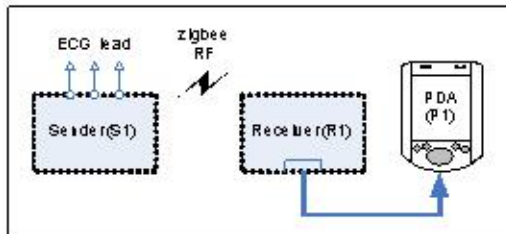


그림 1. 시스템의 구성과 착용

센서모듈에 사용된 마이크로컨트롤러(MCU)는 아트멜(Atmel)사의 Atmega128L이며[13], 가속도 센서는 카이오닉스(Kionix)사의 KXM52 3축 가속도 센서이다. 가속도 센서의 3개의 아날로그 출력은 마이크로컨트롤러의 A/D 변환 채널 1,2,3에 각각 연결하였다. 가속도 센서는 $\pm 2g$ 의 측정 범위를 가지며, 측정 감도는 3.3V 전원 인가 시에 660 mV/g를 갖는다[14]. 심전도 신호는 1 채널 심전도이며, 이를 위하여 세 개의 전극을 표준 유

도 방식으로 부착하고, 이를 송신 센서모듈에 연결하였다. 입력된 심전도 신호는 증폭기와 신호 안정기를 거쳐 마이크로컨트롤러의 A/D 변환 채널 0에 입력된다. 지그비 통신 칩은 칩콘(Chipcon)사의 CC2420을 사용하였으며 이는 최대 250 Kbps의 전송이 가능하며, 통신 거리는 인쇄회로 기판에 내장된 안테나를 사용할 경우 20 미터, 외장형을 사용할 경우 100 미터까지이며, 본 연구에서는 센서가 인체 부착 형으로 동작하므로 내장형을 사용하였다.

마이크로컨트롤러의 A/D 변환기에서는 입력된 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환한 후 인터럽트(Interrupt)를 발생 시키고, 프로그램에서는 이때마다 A/D 채널을 순차적으로 바꾸어가며 데이터를 버퍼에 저장한다. 데이터 획득의 기본 단위는 2개의 심전도와 1개의 3축 가속도 벡터 즉 10바이트이며 이를 기준으로 버퍼에 저장한다. 따라서 데이터 획득의 기본 단위 δ 는

$$\delta = \{E_1, E_2, A_x, A_y, A_z\} \quad (1)$$

로 하였다. 여기에서, E_1, E_2 는 무선으로 보내기 위해 샘플링된 심전도 데이터이며, A_x, A_y, A_z 는 3축 가속도 벡터 값이다.

센서 데이터의 샘플링은 주기적 이어야 하지만 A/D에서의 데이터의 획득 방법이 [그림 2]와 같다면 무선 전송 시간 지연과 순차적인 센서 데이터 획득 지연으로 인해 데이터 획득의 주기성이 결여될 것이다.



그림 2. 데이터 획득 순차적 처리 시스템

예를 들어, 2개의 심전도와 1개의 3축 가속도 벡터를 수집한다고 가정하면, n 번째 패킷에서의 첫 번째 심전도 데이터를 $E_1(n)$, 3축 가속도 벡터는 각각 $A_x(n), A_y(n), A_z(n)$, 두 번째 심전도 데이터를 $E_2(n)$ 라고 하고, n+1번째 패킷에서의 첫 번째 심전도 데이터를 $E_1(n+1)$,

3축 가속도 벡터는 각각 $A_x(n+1)$, $A_y(n+1)$, $A_z(n+1)$ 이라고 하면, $E_x(n)$ 과 $A_x(n)$, $A_y(n)$, $A_z(n)$ 그리고 $E_x(n)$ 은 이상의 그림 2에서 ①~② 단계에서 데이터를 수집하는 주기에서 획득 되므로, 두 샘플들의 획득 지연 시간은 하드웨어 인터럽트 대기 시간과 처리 시간일 것이고, 샘플들의 획득 지연 시간은 동일 할 것이다. 그러나 두 번째 패킷의 $E_x(n+1)$ 과 $A_x(n+1)$ 은 인터럽트 핸들링 시간외에 데이터 패킷(Packet) 처리 시간과 무선 전송 시간이 더해진 시간만큼의 데이터 획득 지연 시간이 생길 것이다. 그래서 순차적인 획득 방법을 사용했을 경우 심전도 데이터 획득 주기는 [그림 3]과 같이 시간적 불균형이 있을 것이다.

ECG	Delay	Act	Delay	ECG	Delay	Act	Delay	ECG
$E_x(n)$	1Id	$A_{x,y,z}(n)$	3Id	$E_x(n)$	1Id	$A_{x,y,z}(n)$	3Id	$E_x(n+1)$

그림 3. 순차 처리 구조에서의 비 균일한 데이터 획득

[그림 3]에서 심전도 데이터의 획득 간격은 ($E_x(n)$, $E_x(n+1)$)이 ($E_x(n)$, $E_x(n)$)에 비하여 더 긴 시간이 걸릴 것이다. 그림에서 1Id(1 Interrupt Delay)는 하나의 A/D 데이터 처리를 위해 소요되는 인터럽트 대기 시간과 처리 시간을 의미하며, 3Id(3 Interrupt Delay)는 세 번의 처리 지연 시간을 의미한다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 무선 전송 시간을 고려하여 수정된 기본단위 δ' 은

$$\delta' = \{E_1', A_x, A_y, A_z, e, E_2'\} \quad (2)$$

이다. 여기에서 e 은 E_1' 과 E_2' 의 획득 시간 조절을 위한 지연요소이다.

E_1' , E_2' 은 무선으로 보내기위해 샘플링된 심전도 데이터이며, A_x, A_y, A_z 는 3축 가속도 벡터 값이다. 데이터 획득 기본 단위를 δ' 과 같이 조정할 결과 [그림 4]와 같은 균일한 타이밍 그래프를 볼 수 있었다.

3.4 ms	3.34 ms	3.4 ms	3.34 ms	3.4 ms
A/D Conv.	Processing Code R/F Send	A/D Conv.	Processing Code R/F Send	A/D Conv.

그림 4. 개선된 타이밍 차트

[그림 4]에서 ($E_x(n)$, $E_x(n)$)간의 시간차는 3.39 ms 이며, ($E_x(n)$, $E_x(n+1)$)간의 시간차는 3.34 ms로 절대값 0.05 ms 차이가 나게 되며, 1 % 정도의 변화 내에서 균일한 샘플링이 이루어짐을 알 수 있다.

데이터 패킷 구성 및 전송은 1개의 δ' 이 획득 되는 시점에 이루어진다. 이때 전송 데이터 형태는 이진 전송 방식을 사용한다. [그림 5]는 지그비를 통하여 무선으로 전송되는 패킷 형식이다.

HDR	Payload					FTR
	ECG		Motion Data			
0x5E	$E_x'(z)$	$E_x'(z)$	$A_x(z)$	$A_y(z)$	$A_z(z)$	0x7E

그림 5. 지그비 전송 무선패킷 구조

[그림 5]에서 전송 데이터는 10 byte의 이진 값이며, 패킷 당 심전도 2개와 3축 가속도 벡터 1개(A_x, A_y, A_z)의 5개 이진 값이 전송되며, 패킷 간의 구분을 위해 0x5E, 0x7E의 2 byte 헤더를 같이 전송하였다. 그러므로 무선으로 전송되는 데이터의 크기는 모두 12 byte로 이루어진다.

수신 모듈에서는 패킷을 수신하여 직접 시리얼 포트 전송하는 것이 아니라 PDA에서의 처리의 용이함을 위해 아스키(ASCII) 코드로 변경하여 전송한다. 패킷의 구성은 [그림 5]와 동일하지만 아스키 코드로 변경되어 각 데이터 당 3 byte씩 증가하게 된다. 때문에 전송 데이터 크기는 15 byte이고 헤더는 2 byte인 0x5E, 0x7E이다. 수신 모듈에서 PDA로 전송되는 1패킷의 크기는 17 byte가 된다. 데이터 오류 검사는 2 byte의 헤더와 데이터의 길이 검사를 통해 이루어진다.

지그비 수신부로부터 도착한 패킷은 PDA에서 쓰레드 내에서 시리얼 포트 장치 스트림을 열어 데이터 수신 버퍼에 도착한 데이터를 프로그램의 전역 버퍼에 논 블로킹 모드로 저장한다. 이때의 통신 속도는 38,400 bps이다. 전역 버퍼 데이터 처리 부에서는 쓰레드 내에서 데이터를 패킷 단위로 자르고, 이를 분석하여 처리 가능한 정수형 데이터로 가공하여 저장 및 화면 표시를 한다.

2. 프로그램 구현

본 연구에서의 주요한 처리 과정들은 심전도, 3축 가속도 벡터 값의 처리와 송신, PDA로 도착한 데이터의 처리 부분에 관한 것이다. 송신 센서모듈에서의 심전도 처리의 전체 블록다이어그램은 [그림 6]과 같다.

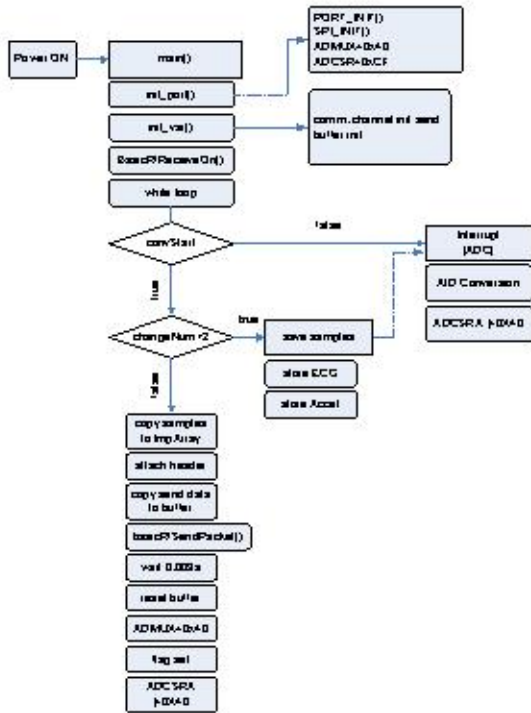


그림 6. 송신 센서모듈 처리 블록 다이어그램

펌웨어에서는 인터럽트 기반 처리를 하였으며, ADCI(Analog Digital Conversion Complete Interrupt) 마다 각 채널로부터의 데이터를 버퍼에 저장하고, 버퍼에 기본 획득 단위의 데이터가 채워졌을 때 무선으로 데이터를 전송하였다. 수신 모듈에 도착한 패킷은 PDA의 시리얼 포트에 입력되어 처리 된다. PDA에서의 데이터 처리는 [그림 7]과 같다.

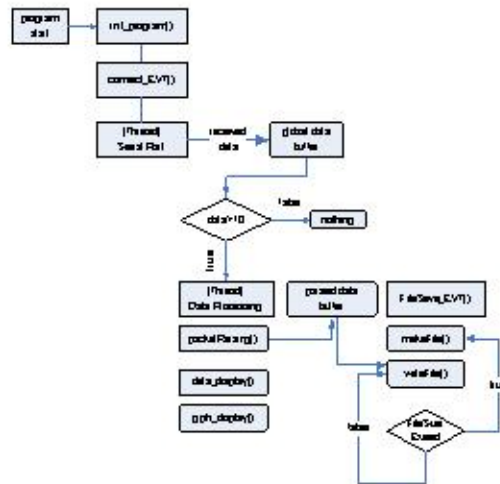


그림 7. PDA 처리 블록 다이어그램

이상의 그림에서와 같이 PDA에서의 데이터 처리는 시리얼 포트에 수신된 데이터를 전역 버퍼(global buffer)에 그대로 저장하고, 이를 처리부에서 헤더와 데이터를 분리한 후, 심전도와 3축 가속도 벡터 값을 정수 값으로 변환하여 지역 버퍼(local buffer)에 저장한다. 전역 버퍼는 수신 데이터를 논 블로킹(non-blocking) 방식으로 계속 저장할 수 있지만 버퍼의 크기는 유한하기 때문에 일정 주기마다 전역 버퍼를 초기화해야 했다. 전역 버퍼 초기화 시점에 아직 처리하지 않은 데이터가 있는 경우 이를 보조 버퍼(assist buffer)에 저장 후, 전역 버퍼 데이터 처리 전에 보조 버퍼를 먼저 처리하는 방식으로 데이터의 손실을 막았다. 저장된 지역 버퍼 데이터는 화면에 그래프를 표시하거나 파일로 저장 하였다.

이상과 같은 처리 방식에서 데이터 패킷의 크기에 따른 샘플율(Sampling rate)의 변화를 알아보기 위하여, 패킷의 구성을 각각 달리하여 수신 샘플율을 실험 하였다. 각 크기별로 패킷의 구조 시나리오를 만들어 [표 1]과 같이 구성하였다. “^”, “~” 는 패킷의 헤더이며, 일파벳 “E” 는 하나의 심전도 샘플을 의미하고 A_x, A_y, A_z 는 3축 가속도 벡터의 각 축의 값이다. 여기에서 (02’) 모델은 심전도 E_1 ’ 과 E_2 ’ 사이에 시간 조정을 위해 e 이 삽입된 모델이다.

표 1. 실험 패킷구성 시나리오

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	
01	^	E	x	y	z	~										
02	^	E	E	x	y	z	~									
02'	^	E'	E'	x	y	z	~									
03	^	E	E	E	x	y	z	~								
04	^	E	E	E	E	x	y	z	~							
05	^	E	E	E	E	E	x	y	z	~						
06	^	E	E	E	E	E	E	x	y	z	~					
07	^	E	E	E	E	E	E	E	x	y	z	~				
08	^	E	E	E	E	E	E	E	E	x	y	z	~			
09	^	E	E	E	E	E	E	E	E	E	x	y	z	~		
10	^	E	E	E	E	E	E	E	E	E	E	x	y	z	~	

이상의 표에서와 같이 데이터양의 증가에 의한 무선 전송 시간의 증가는 그다지 크지 않으며, 반면에 이를 전송하기 위한 데이터의 획득 시간이 늘어나게 되어 결정적으로 전체 성능에 영향을 준다.



그림 8. 패킷 구성에 따른 샘플들의 변화 차트

III. 결과 및 고찰

1. 데이터 전송률 분석

[표 1]의 각각의 시나리오를 프로그램 하여 패킷의 구조에 따른 전송률의 변화를 비교하였다. 전송 패킷에 데이터양이 적은 경우 많은 패킷이 전송되며, 전송이 이루어질 때마다 네트워크 레이어(Network layer), 링크 레이어(Link layer), 어플리케이션 레이어(Application layer)에서 추가한 헤더의 증가와 대역폭의 한계 때문에 전송 효율이 떨어지는 것을 볼 수 있다. 또한 하나의 전송 패킷에 데이터양이 증가하는 경우 그림 8에서와 같이 전송률은 선형적으로 증가하지 않음을 알 수 있다. 이는 다음의 [표 2]와 같이 무선전송 유휴 시간이 샘플의 획득 개수에 따라 증가하기 때문이다.

표 2. 무선 전송시간 측정 결과

	전송시간(ms)	유휴시간(ms)
01	2.90	1.14
02	2.99	2.06
02'	2.99	3.75
03	3.06	3.06
04	3.10	3.94
05	3.16	4.92
06	3.22	5.86
07	3.30	6.78
08	3.34	7.66
09	3.42	8.66
10	3.50	9.64

2. 전력 소모율 분석

이상의 시스템들은 24시간 이상의 모니터링을 위해서는 전지 소모량에 대한 고찰이 요구된다. 센서 모듈의 경우 심전도 데이터를 멈추지 않고 계속 사용하는 경우 28시간 이상의 동작을 하지만, PDA의 경우에는 화면을 끄고 데이터 기록만하는 경우 약 5시간 동작하였다. 이에 대한 PDA의 전력 테스트를 하여 [표 3]과 같은 결과를 얻었다.

표 3. PDA 동작 유형별 전지 소모량 측정

항목	실행유형	정상 실행시	일반 시리얼 포트 사용시	쓰레드 시리얼 포트 사용시
		ON	전류(mA) 300 전압(V) 3.93	360 3.92
OFF	전류(mA)	40	120	330
	전압(V)	3.92	3.91	3.90

실험에서 사용한 PDA는 전지의 용량이 3.7 V, 1800 mAh인 HP hx4700 시리즈이며, Pocket PC 2003 운영체제를 사용한다. [표 3]에서의 각 항목은 [그림 6]의 프로그램을 사용하여 테스트 하였으며, 정상 실행시는 PDA의 전원을 켜 후 사용자 이벤트에 반응할 수 있는 프로세서 부하가 없는 응용프로그램이 실행되어 있는 상태, 즉 PDA가 부팅만 된 상태를 의미한다. 정상 실행시 PDA의

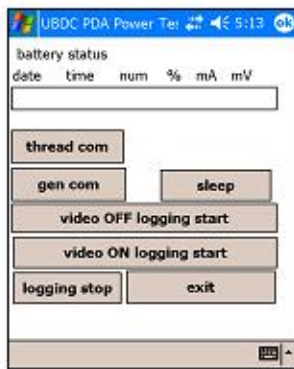


그림 9. 측정 프로그램

전력 소모는 화면을 끈 경우 40 mA로 거의 소모율이 없고 화면을 켜 경우 300 mA 정도의 전류 소모율을 보였다. 쓰레드를 사용하지 않는 시리얼 포트 오픈의 경우 일반적인 프로그램 실행 상황에 비교하여 70 mA 정도의 전류를 더 소모한다. 그러나 본 연구에서는 고속의 심전도 데이터 처리를 위해 쓰레드를 슬립모드 없이 사용하였으며 이는 [표 3]에서와 같이 보통 상태의 두 배 정도의 소모율을 보이는 것을 알 수 있다. 전력 측정을 위해 사용된 시스템은 300 samples/sec의 심전도 데이터를 고속 전송하기 때문에 지그비 규격에서와 같은 수개월의 사용 시간을 가질 수 없었으며, 심전도 센서 송/수신 모듈은 두 개의 AAA 전지를 직렬로 연결하여 28 시간 정도를 동작하였다. 또한 수신된 데이터의 처리 및 저장을 위하여 PDA(Personal Digital Assistant)를 사용하였는데, PDA의 일반적인 사용 환경에서의 동작 시간은 사용 형태에 따라 2~6시간이지만 심전도 모니터링 프로그램 동작 시간은 5 시간, 화면을 켜 상태로는 3시간 정도만을 사용할 수 있어 송/수신 센서모듈의 28시간에 비하여 매우 부족한 사용 시간을 나타내었다. 이는 PDA의 시리얼 포트 수신 프로그램 모듈에서 쓰레드 처리의 비효율성 때문이며, 문제 해결을 위해 쓰레드 내에서 쓰레드 지연 함수를 사용하여 쓰레드 제어권을 잠시 넘기는 경우 PDA의 전력 소모율을 줄일 수는 있으나 필요한 만큼의 데이터를 획득할 수 없었다. 또한 생체 신호의 모니터링이라는 관점에서 데이터를 간헐적으로 받을 수도 없기 때문에 24시간 이상 동작이 가능한 처리 시스템의 개발이 요구된다.

IV. 결론

본 연구에서는 심전도 데이터를 측정하고 모니터링 하는 송/수신 센서모듈의 개발과 처리 시스템들의 실제 환경에 적용함에 있어서의 문제점인 데이터 전송률과 소비 전력에 관하여 논하였다. 휴대형 장치는 데이터를 무선으로 전송하는 부분과 유선의 시리얼 포트를 통해 수신하는 부분으로 이루어져 있으며, 획득된 데이터는 처리 시스템 즉, PDA를 통해 분석 되고 기록 된다. 이때 센서 모듈에서 PDA까지 데이터 전송률의 정확한 측정과 사용을 위하여 10개 시나리오를 설정하고, 각 시나리오에 따라 무선 전송 시의 샘플을 비교를 하였다. 실험에서 패킷 당 작은 양의 데이터는 무선 데이터 전송 효율을 감소시키며, 많은 양의 데이터 전송은 데이터 획득 시간의 증가로 인해 전송 지연 문제와 함께 균일한 샘플을 하는 데에 문제를 발생시킴을 알 수 있었다. 본 연구에서는 균일한 샘플링과 적절한 전송률의 획득을 위해 시나리오 중 심전도 데이터가 패킷 당 2 개인 (02) 모델을 변형하여, 심전도 획득 순서를 변경하고 샘플간 지연 시간을 삽입한 (02') 모델을 사용하여 심전도 데이터를 300 sample/sec 로 획득할 수 있었다. 본 연구에서의 시스템의 무선 장치 사용 시간은 28 시간으로 만족할 만한 사용 시간이었으나, PDA의 경우 최대 5시간 정도로 센서 모듈의 사용 시간에 비해 전력 관리에 문제가 있었다. 문제의 해결을 위해 PDA의 부분별 전력 소모율을 측정해본 결과 대부분의 전력 소모는 고속 시리얼 데이터 처리를 위해 사용되는 쓰레드로 인해 PDA의 프로세서의 작업 부하(workload)가 증가하였고 이로 인해 일반적인 경우에 비교하여 2배 정도를 소모하는 것으로 알 수 있었다. 또한 화면을 켜놓는 경우에 많은 전력 소모를 유발하기 때문에 PDA를 이용한 고속 데이터의 지속적인 처리 및 장시간의 모니터링을 위해서는 화면을 끄고 쓰레드 사용에 유의해야 할 것이다. 휴대형 생체계측 시스템은 시스템의 크기, 중량, 통신방식, 단말기의 저장 용량, 전력 소모 등 종합적으로 고려되어야 구성되어야 하므로 본 연구에서는 최소한의 컨트롤러와 코드를 사용하여 시스템을 구현하였다. 향후, PDA에서의 전력 소모율을 줄이는 다각적인 방안의 연구와 실시간 무선통신방식을 사용

치 않고 SD 카드(Secure Digital Card) 매체를 이용하여 센서 모듈에서 직접 데이터를 저장하는 방식 등에 관하여 연구할 것이다.

참고 문헌

[1] D. Raskovic, T. Martin, and E. Jovanov, "Mobile Monitoring Application for Wear-able Computing," *Journal of The Computer*, Vol.47, No.4, pp.495-504, 2004.

[2] R. S. H. Istepanian, E. Jovanov, and Y. T. Zhang, "Guest Editorial Introduction to the Special Section on M-Health: Beyond Seamless Mobility and Global Wireless Health-Care Connectivity," *IEEE Trans. on Information Technology in Biomedicine*, Vol.8, No.4, pp.405-414, 2004.

[3] J. H. Hong, N. J. Kim, E. J. Cha, and T. S. Lee, "Development Brief of A Body Area Network for Ubiquitous Healthcare : An Introduction to Ubiquitous Biomedical Systems Development Center," *Journal of Biomedical Engineering Research*, Vol.26, No.5, pp.331-335, 2005.

[4] L. Jones, N. Deo, and B. Lockyer, "Wireless Physiological Sensor System for Ambulatory Use," *Proceedings of the International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*, Apr., pp.146-149, 2006.

[5] K. S. Park, N. J. Kim, J. H. Hong, M. S. Park, E. J. Cha, and T. S. Lee, "PDA Based Point-of-Care Personal Diabetes Management System," *Journal of Korean Society of Medical Informatics*, Vol.10, No.1, pp.25-29, 2004.

[6] N. J. Kim, J. H. Hong, and T. S. Lee, "Motion Sensor Data Normalization Algorithm for Pedestrian Pattern Detection," *Journal of The Korea Contents Association*, Vol.5, No.4, pp.94-102, 2005.

[7] N. J. Kim, J. H. Hong, and T. S. Lee, "Process and Application of a 3-axial Accelerometer Sensor," *Proceeding of 2005 Korea Contents Association*, pp.548-551, Sep. 2005.

[8] J. H. Hong, N. J. Kim, E. J. Cha, and T. S. Lee, "Classification Technique of Human Motion Context using 3-axial Accelerometer in Ubiquitous Environments," *Journal of Korea Intellectual Patent Society*, Vol.6, No.4, pp.119-123, 2004.

[9] Chipcon Ltd, *The CC2000 Product Series DataSheet, Rev. 2.2*, 2004.

[10] <http://www.korwin.co.kr/>

[11] Chipcon Ltd, *The CC2420 Product Series DataSheet, Rev. 1.0*, 2005.

[12] S. Fahmy, O. Younis, V. Prabhakar, and S. R. Avasarala, *TCP over Wireless Links: Mechanisms and Implications*, USA: CRC Press, pp.677-696, 2005.

[13] ATMEL Ltd, *The Atmega128 Product Series DataSheet, Rev. 2467M*, 2005.

[14] Kionix Ltd, *The KXM52 Product Series DataSheet, Rev. 1.3*, 2005.

저자 소개

김 남 진(Nam-Jin Kim)

정희원



- 1996년 6월 : 단국대학교 물리학과 (이학사)
- 2000년 2월 : 단국대학교 전자계산학과 (이학석사)
- 2003년 2월 : 단국대학교 전자계산학과(박사수료)

•2004년 5월 ~ 현재 : 휴대형진단치료기기 개발센터 <관심분야> : 실시간 스케줄링, 임베디드 시스템

홍 주 현(Joo-Hyun Hong)

정회원



- 2001년 2월 : 단국대학교 전자공학
학과 (공학사)
- 2003년 2월 : 충북대학교 의용생
체공학과 (공학석사)
- 2005년 3월 : 충북대학교 의용생
체공학과 (박사수료)

•2004년 5월 ~ 현재 : 휴대형진단치료기기 개발센터
<관심분야> : 임베디드 시스템, 신체영역 통신망

이 태 수(Tae-Soo Lee)

정회원



- 1981년 2월 : 서울대학교 전자공
학과 (공학사)
- 1983년 2월 : 서울대학교 전자공
학과 (공학석사)
- 1990년 8월 : 서울대학교 제어계
측공학과 (공학박사)

•1991년 4월~현재 : 충북대학교 의학과 교수, 휴대형
진단치료기기개발센터 대표, 충북대학교병원 의공학
과장

<관심분야> : 유비쿼터스 헬스케어 시스템, 컴퓨터 의
학응용